

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-033013

(43)Date of publication of application : 09.02.1999

(51)Int.Cl. A61B 5/055  
G01N 33/48

(21)Application number : 09-195466

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

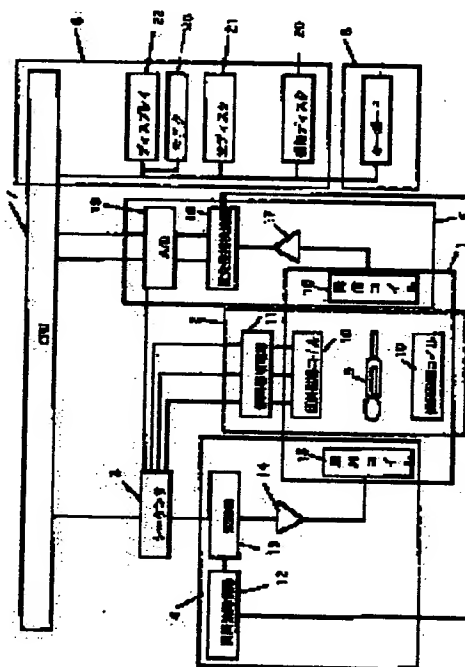
(22)Date of filing : 22.07.1997

(72)Inventor : SUZUKI KATSUNORI  
SATO SHIGERU(54) TRANSILLUMINATION IMAGING METHOD USING MAGNETIC RESONANCE  
IMAGING AND ITS INSTRUMENT

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To accurately confirm the needling position and the needling direction for a centesis needle or a biopsy needle by continuously performing multislice imaging, reconstruction and image display of a laminagraphic image for a plurality of slices and displaying the reconstructed plural slice images at the same time.

**SOLUTION:** In an imaging sequence, sequences, each of which consists of a slice selecting excitation, a phase encoding magnetic field gradient impression, a reversing frequency encoding magnetic field gradient impression, and an echo signal measurement as a basic unit, for three slices, for example, are carried out while a frequency of a slice selection RF pulse is varied, and these sequences are considered as a unit and repeated by the predetermined number of projections while intensity of a phase encoding pulse is varied, so that a required signal is obtained. A signal processing system 6 carries out computing for the data obtained for every slice sequentially and reconstructs an image reflecting a density distribution of a spin so as to display the images of the plural slices in the form of laminagraphic images on a display 22 and a monitor 23 simultaneously.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

9

**3 PAGE BLANK (USPTO)**

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-33013

(43) 公開日 平成11年(1999) 2月9日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 8 0

G 0 1 N 33/48

G 0 1 N 24/08

5 1 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平9-195466

(22) 出願日 平成9年(1997) 7月22日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 鈴木 克法

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 佐藤 茂

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

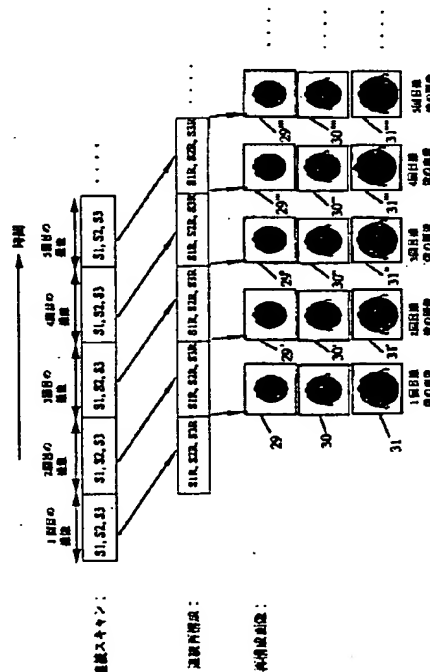
(74) 代理人 弁理士 多田 公子 (外1名)

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置を用いた透視撮像法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 I V R 手技において被検体の病変部へ穿刺針や生検針を進める際に、穿刺位置や方向を正確に確認するための磁気共鳴イメージング装置の透視撮像方法を提供すること。

【解決手段】 被検体の複数スライスについて連続的にマルチスライス撮像、画像再構成、画像表示を行い、リアルタイムで複数画像を同時に表示する。複数スライスは互いに直交するスライスでも、平行なスライスでも或いはステレオ対をなすスライスでもよく、複数の画像を組合せて立体表示する。穿刺針が1枚の画像のスライスの連続表示画像から外れ、穿刺針が前記スライスの連続表示画像上に見えなくなった場合でも、互いに直交する他のスライス、または、互いに隣接する平行な他のスライスの連続表示画像上で穿刺位置や方向を確認できる。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】磁気共鳴イメージング装置を用いて被検体の断層像の撮像、画像再構成及び表示を連続して行い、リアルタイムに連続画像表示を行う透視撮像法において、

複数のスライスについて断層像のマルチスライス撮像、再構成及び画像表示を連続して行い、複数のスライスの断層像を同時表示することを特徴とする透視撮像法。

【請求項 2】前記複数のスライスが、互いに交差するスライスであることを特徴とする請求項 1 記載の透視撮像法。

【請求項 3】前記複数のスライスは、ステレオ対をなす所定の角度で交差していることを特徴とする請求項 2 記載の透視撮像方法。

【請求項 4】前記複数のスライスが、互いに平行なスライスであることを特徴とする請求項 1 記載の透視撮像法。

【請求項 5】静磁場内に置かれた被検体に所定のパルスシーケンスで高周波磁場および傾斜磁場を印加して前記被検体の選択されたスライスからの核磁気共鳴信号を検出する撮像手段と、前記撮像手段で得られた核磁気共鳴信号に基づき前記被検体の断層像を画像再構成する信号処理手段と、前記被検体の置かれる空間の近傍に設置され、前記断層像を表示する画像表示手段とを備え、複数のスライスについて断層像のマルチスライス撮像、再構成及び画像表示を連続して行い、複数のスライスの断層像を同時表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は核磁気共鳴現象を利用して被検体の任意断面を画像表示する磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に関し、特に高速撮像、再構成、画像表示を連続して行い、リアルタイムに連続画像表示をする透視撮像方法（フルオロスコーピー）を実現するための MRI 装置に関する。

**【0002】**

【従来の技術】MRI 装置は、核磁気共鳴現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布を計測して、その計測データから被検体の任意断面を画像表示するものである。

【0003】この MRI 装置を用いた撮像方法として、所定の断面について高速撮像、再構成、画像表示を連続して行い、その断面の画像をリアルタイムに連続表示する透視法（フルオロスコーピー）がある（マグネティックレゾナンスインメディスン 8、1～15（1988）MR フルオロスコーピー技術的実現性）。この透視法は、1 枚の画像に必要な撮像時間と画像再構成時間とをほぼ一致させることにより、リアルタイムでの画像表示を可能にしたもので、術者が患者に検査や治療などの処置を施し

ながら MR 撮影を行う IVR（Interventional Radiology）手技や、温熱療法などのモニタやコントロールとしても利用されており、例えば IVR 手技では術者が患者の病変部へ穿刺針や生検針を進める際の穿刺位置や方向をリアルタイムに確認するために用いられている。穿刺は、病変部の生検、薬剤注入、レーザー治療などの目的に利用されている。

**【0004】**

【発明が解決しようとする課題】しかし、このような従来の透視撮像方法は、特定の断面について行っているため、例えば術者が被検体の病変部へ穿刺針や生検針を進める際に、穿刺針が 1 枚の画像のスライス断面から外れた場合、穿刺針が表示画像上に見えなくなり、穿刺位置や方向を確認できなかった。

【0005】そこで、本発明は、このような問題点に対処し、穿刺位置や方向を正確に確認できるための MRI 装置の透視撮像方法を提供することを目的とする。

**【0006】**

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明の透視撮像法は、複数のスライスについて断層像のマルチスライス撮像、再構成及び画像表示を連続して行い、再構成された複数スライスの画像を同時表示する。同じスライスについて新たな画像が再構成される毎に表示された画像を更新する。

【0007】複数のスライスは、互いに交差するスライスであっても、互いに平行なスライスであっても、また互いにステレオ像を形成するような角度を有するスライス対であってもよい。撮像のためのパルスシーケンス（撮像パルスシーケンス）はグラディエントエコー法、エコープレナー法など短時間で 1 枚の画像に必要な信号を計測できるシーケンスであれば特に限定されないが、1 枚の画像に必要な信号計測時間と画像再構成時間とがほぼ一致するようなシーケンスとする。信号計測時間は、位相エンコード数及び繰り返し時間 TR を調整することにより調整できる。

【0008】複数のスライスを連続して撮像する場合、1 回の繰り返し時間内で複数のスライスの順次励起と信号計測を連続して行い、これを複数回繰り返すことにより複数のスライスについてそれぞれ 1 枚の画像に必要な信号を取得する（マルチスライス撮像法）を採用する。

【0009】この透視撮像法では、1 枚の断層像のみならずそれと交差するスライス、または、近接する平行なスライスの画像をもほぼ同時に取得し、同時に画像表示するようにしたので、例えば術者が被検体の病変部へ穿刺針や生検針を進める際に、穿刺針等が 1 枚の画像のスライスの連続表示画像から外れ、穿刺針がそのスライスの連続表示画像上に見えなくなった場合でも、互いに交差する他のスライス、または、互いに隣接する平行な他のスライスの連続表示画像上で穿刺位置や方向を確認できるなど、IVR を容易且つ確実に行うこと可能にす

る。

【0010】特に画像表示方法として、互いに所定の角度で交差する1対のスライス画像を用いてステレオ画像を構成することにより、或いは複数のスライスの断層像を立体表示することにより、穿刺針等の把握を容易にできる。

【0011】このような透視撮像法を実現するMRI装置は、静磁場内に置かれた被検体に所定のパルスシーケンスで高周波磁場および傾斜磁場を印加して被検体の選択されたスライスからの核磁気共鳴信号を検出する撮像手段と、撮像手段で得られた核磁気共鳴信号に基づき被検体の断層像を画像再構成する信号処理手段と、被検体の置かれる空間の近傍に設置され、断層像を表示する画像表示手段とを備え、複数のスライスについて断層像のマルチスライス撮像、再構成及び画像表示を連続して行い、複数のスライスの断層像を同時表示する。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を添付図面を参照して詳細に説明する。図9は、本発明による透視撮像法を実現するMRI装置の全体構成を示すブロック図である。

【0013】このMRI装置は、核磁気共鳴現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布を計測して、その計測データから被検体の任意断面を画像表示するもので、静磁場発生磁石1と、傾斜磁場発生系2と、シーケンサ3と、送信系4と、受信系5と、信号処理系6と、中央処理装置(CPU)7と、操作部8とを備えている。

【0014】静磁場発生磁石1は、被検体9のまわりにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体9の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

【0015】傾斜磁場発生系2は、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場コイル10と、それぞれのコイルを駆動する傾斜磁場電源11とから成り、後述のシーケンサ3からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源11を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向に、傾斜磁場Gs(スライス方向傾斜磁場)、Gp(位相エンコード方向傾斜磁場)、Gf(周波数エンコード方向傾斜磁場)を被検体9に印加するようになっている。この傾斜磁場の印加方法により、被検体9に対するスライス位置や断面を設定することができる。

【0016】シーケンサ3は、被検体9の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスと傾斜磁場をある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加し、計測データを収集する制御手段であり、CPU7の制御で動作し、被検体9の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系4及び傾斜磁場発生系2並びに受信系5に送るようになっている。

【0017】送信系4は、シーケンサ3から命令される高周波パルスにより被検体9の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波パルスを照射するもので、高周波発振器12と変調器13と高周波増幅器14と照射コイル15とから成り、高周波発振器12から出力された高周波パルスをシーケンサ3の命令に従って変調器13で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器14で増幅した後に被検体9に近接して配置された照射コイル15に供給することにより、電磁波が被検体9に照射されるようになっている。

【0018】受信系5は、被検体9の生体組織の原子核の磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信コイル16と増幅器17と直交位相検波器18とA/D変換器19とから成り前記照射コイル15から照射された電磁波による被検体9の応答の電磁波(NMR信号)は、被検体9に近接して配置された受信コイル16で検出され、増幅器17及び直交位相検波器18を介して二系列の収集データとされ、A/D変換器19に入力してディジタル量に変換され、その信号が、信号処理系6に送られるようになっている。

【0019】信号処理系6は、CPU7と、磁気ディスク20及び光ディスク21などの記録装置と、CRTなどのディスプレイ22とから成り、CPU7でフーリエ変換、補正係数演算、画像再構成などの処理を行い、被検体9の任意断面の原子核スピンの密度分布、緩和時間分布の計測データに適切な演算を行い、得られた分布を画像化してディスプレイ22に断層像として表示するようになっている。

【0020】操作部8は、信号処理系6で行う処理の制御情報を入力するもので、キーボードを備えている。

【0021】このMRI装置では、被検体9が配置される静磁場空間に、傾斜磁場コイル10及び照射コイル15が組込まれており、この空間は医者や操作者が被検体に近接してIVR手段、例えば穿刺針、生検針、カテーテル等を操作できるように少なくとも一部が開放されているタイプ(オープンガントリ型)が好ましい。

【0022】また被検体9が置かれた空間に近接して、IVR手段をモニタするための液晶モニタ23が設置される。液晶モニタ23は、磁場による歪を受けず、小型化できるので検査室内に設置されるモニタとして好適である。液晶モニタ23には、ディスプレイ22と同じリアルタイムの画像が映し出され、被検体の近傍で確認することができる。

【0023】次にこのような構成のMRI装置における透視撮像方法について説明する。

【0024】図1は本発明による透視撮像方法の1実施例を示す図で、この実施例では互いに平行な複数のスライスS1、S2、S3について連続的に撮影、画像再構成、表示を行う。図は、右方向に時間の経過を示している。図示する例では3つのスライスを示しているが、スライス数は3に限定されない。

【0025】この実施例では、グラディエントエコー法による撮像シーケンスを複数スライスについて実行するために、図2に示すようなパルスシーケンスで撮像を行う。即ち、この撮像シーケンスでは、被検体の組織を構成する原子核スピン（以下、単にスピンという）を励起するRFパルス101を、スライスS1を選択する傾斜磁場パルスG<sub>x</sub>102と同時に印加し、スライスS1のスピンのみを励起し、次いで位相エンコードパルス103を印加し、反転する周波数エンコードパルス104を印加しつつ所定の信号取得時間の間エコー信号105を計測する。

【0026】スライス選択励起、位相エンコード傾斜磁場印加、反転する周波数エンコード傾斜磁場印加及びエコー信号計測を基本単位とするシーケンスを、スライス選択RFパルス101、201、301の周波数を変えながら、3のスライス分実行し、これを1単位として（繰り返し時間TRで）位相エンコードパルスの強度を変えながら所定のプロジェクション数、例えば48回繰り返し、各スライスS1、S2、S3について1枚の断層像に必要なデータを取得する。繰り返し時間を50msとすると約1秒で3枚の画像に必要な信号を取得できる。

【0027】尚、2回目以降の撮像シーケンスにおいては、プロジェクション数をへらし、足りないプロジェクションは前の撮像シーケンスで得られたデータを共有することができる。即ち、n（n>1）回の撮像シーケンスで1枚分の画像に必要なプロジェクション数、例えば48を得る。これにより1回の撮像シーケンスのプロジェクション数および撮像時間は1/nとなり、撮像工程を短縮することができる。nを適当に選択することにより、次の画像再構成工程の時間と合せることができ、また画像表示の時間分解能を上げることができる。

【0028】信号処理系6（画像再構成手段）は、各スライス毎に取得されたデータの演算（フーリエ変換、補正係数演算、画像再構成などの処理）S1R、S2R、S3Rを順次行って、各スライスのスピンの密度分布を反映した画像を再構成し、ディスプレイ22及びモニタ24に断層像として表示する。1枚の画像についての画像再構成及び表示の時間は、上述したように撮像工程のプロジェクション数を調整することにより一致するようにできるので、この時間帯に上記撮像シーケンスに連続して次の撮像シーケンスを実行する。このように連続して撮像、画像再構成、表示を行うことにより時間遅れなくリアルタイムの表示が可能となる。

【0029】また本発明の透視撮像法では、各スライスをほぼ同時に撮像することになるので、3つの画像間で時間ずれのない1組の画像を得ることができる。

【0030】図3に、再構成された画像をモニタ23に表示する例を示す。モニタ23画面上に、スライスS1の再構成画像29、スライスS2の再構成画像30、スライスS3の再構成画像31をそれぞれ表示する。ここで対象核種がプロトンの場合、穿刺針のスピン密度分布はゼロとなる

ため画像上に穿刺針は黒く抜けた領域として確認することができる。図示する例では、画像30において被検体頭部の脳腫瘍などの病変部27に、被検体へ穿刺時の、穿刺針、生検針28などによる陰影が現れ、穿刺針等の位置を示している。

【0031】これら表示画像は、続けて撮像され取得されたデータから新たな再構成画像29'、30'、31'が作成され次第、更新して表示される。このように被検体近傍に設置されたモニタ23の画面に映し出されたリアルタイムの画像29、30、31により、穿刺針等の位置が三次元的に把握でき、術者による穿刺の方向がずれて一断面から穿刺針の陰影が消えた場合でも、他の二断面での穿刺位置が把握できるため、術者は、穿刺方向を補正し、病変部へ穿刺針を到達させることができる。

【0032】図3の例では、3つのスライスの画像をそれぞれ独立的に表示する例を示したが、図4に示すようにこれらの画像を組合せて立体表示させることも可能である。この場合には、中心となる断面の画像を決めて、この画像の濃度に対する他の画像の濃度を低レベルに設定して重ねることにより、穿刺針等の立体的な把握をさらに容易にすることができる。或いは中心となる画像以外の画像については、穿刺針前の画像との差分を取り、穿刺針等のみが表示されてくるようにしてもよい。

【0033】また図1の実施例では互いに平行な複数のスライスについて透視撮像法を行った実施例について説明したが、互いに角度を有する複数のスライス、例えば直交する断面或いはステレオ対をなす断面について連続的に撮像、画像再構成、表示を行ってもよい。

【0034】図5は直交する断面、例えば横断面24、冠状断面25及び矢状断面26について本発明による透視撮像方法を適用した場合を示すもので、この場合には、図2のパルスシーケンスにおいて、スライス選択RFパルスと同時に印加される傾斜磁場パルス102、202、302の軸をそれぞれX、Y、Zと変えることにより、直交する3スライス、横断面、冠状断面及び矢状断面についてマルチスライス撮像可能である。但し、このように励起する断面が直交する場合には、RFパルス印加後に印加される傾斜磁場（位相エンコード傾斜磁場或いは周波数エンコード傾斜磁場）の影響が、次のスライス選択時に残る。この影響は、1つのスライスの画像の、他のスライスと交わる部分にシェーディングとなって現れるので、このシェーディングを軽減するための補正が必要となる。

【0035】このようにして得られた複数スライスの再構成画像は、図6に示すように独立的に表示しても、また図7に示すように立体的に組合せて表示してもよい。この場合にも中心となる断面の画像、例えば目的とする穿刺位置を含み穿刺針の進行方向に沿った断面24（図では横断面）の画像を決め、この画像と他の画像との濃度差を設けることにより、穿刺針等を立体的に映し出すこ

とができる。この場合にも、穿刺の方向がずれて一断面から穿刺針の陰影が消えた場合でも、その近傍の二断面で穿刺位置が把握できるため、術者は、穿刺方向を補正し、病変部へ穿刺針を到達させることができる。

【0036】更に複数のスライス、少なくとも1つのスライスは斜の面（Oblique面）であってもよい。この場合、2つの断面がステレオ対をなすことができる。ステレオ対をなすスライスとは、図8に示すように5°～7°の角度をなす1対のスライス32、33で、これらの画像を組合せることにより、奥行感のある画像（ステレオビュー）を表示することができる。ステレオビューの実現方法としては公知の方法が採用でき、例えばステレオ対をなす画面をサイクリック表示させて残像現象を利用して奥行感をだす方法、ステレオ対をなす画像をもとにCG（コンピュータグラフィックス）手法で遠近感を加えた画像を表示する方法などが採用でき、これにより穿刺位置が立体的把握が容易となる。

【0037】以上の実施例では、撮像シーケンスとしてグラディエントエコー法によるシーケンスを例として説明したが、撮像シーケンスは1～数回のRFパルス照射に対し反転するリードアウト傾斜磁場を繰り返し印加して複数のエコー信号を計測するEPI法或いはマルチショットEPI法や、複数のRFパルスと180度RFパルスを組合せて複数のRFパルスと同数のエコー信号を計測するバーストシーケンスなど短時間で1枚の画像に必要な信号を取得できる種々の撮像シーケンスを採用することができる。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように本発明のMRI装置は、複数のスライスについて連続的にマルチショット撮像、画像再構成、表示を繰り返すことにより、殆ど同時に撮像された複数の断面の画像を同時に且つリアルタイムで表示することができる。また得られた連続画像を被検体近傍に設置されたモニタに映し出すことにより、I

VR等を行う場合に、被検体内に挿入される穿刺針、生検針、カテーテル等のIVR手段の位置を立体的に把握し、確認しながら処置を施すことができる。これによりMRI装置におけるIVRを容易にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明による透視撮像方法の一実施例を示す図。

【図2】 本発明による透視撮像方法における撮像シーケンスの一実施例を示す図。

【図3】 図1の透視撮像方法によるモニタ表示の一例を示す図。

【図4】 図1の透視撮像方法によるモニタ表示の他の例を示す図。

【図5】 本発明による透視撮像方法の他の実施例を示す図。

【図6】 図5の透視撮像方法によるモニタ表示の一例を示す図。

【図7】 図5の透視撮像方法によるモニタ表示の一例を示す図。

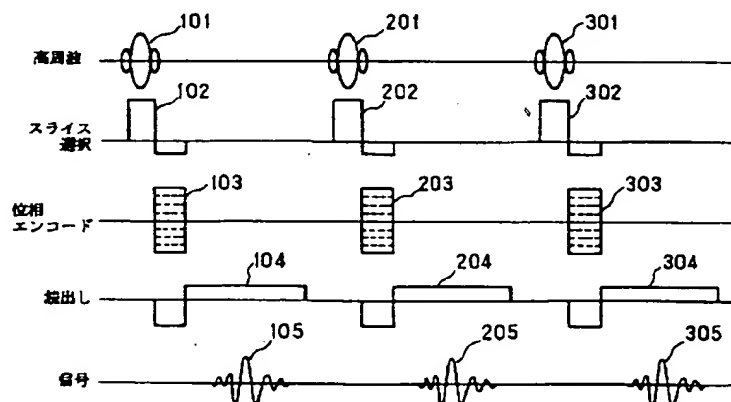
【図8】 本発明による透視撮像方法における複数のスライスの一例を示す図。

【図9】 本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図。

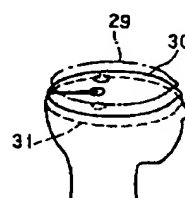
【符号の説明】

- 1、2………静磁場発生磁石
- 3………シーケンサ
- 4………送信系
- 5………受信系
- 6………信号処理系
- 7………中央処理装置（CPU）
- 9………被検体
- 10、11………傾斜磁場発生系
- 23………モニタ

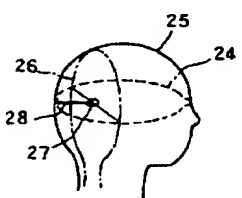
【図2】



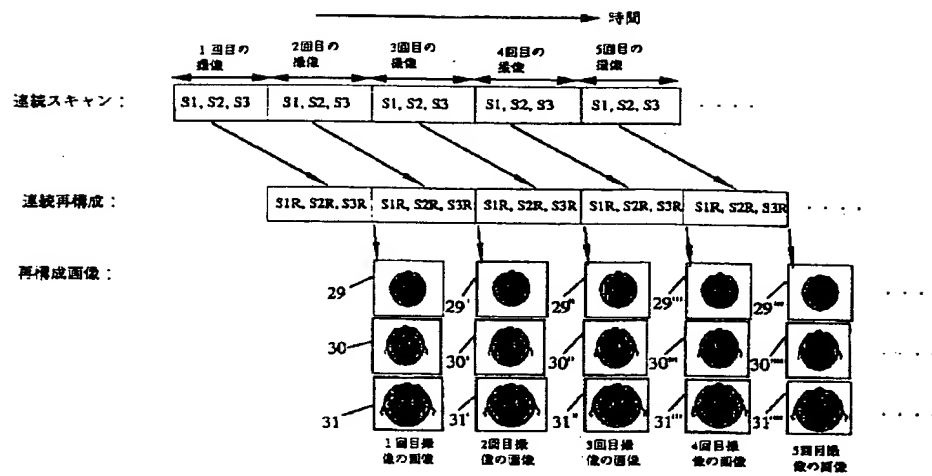
【図4】



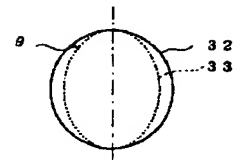
【図7】



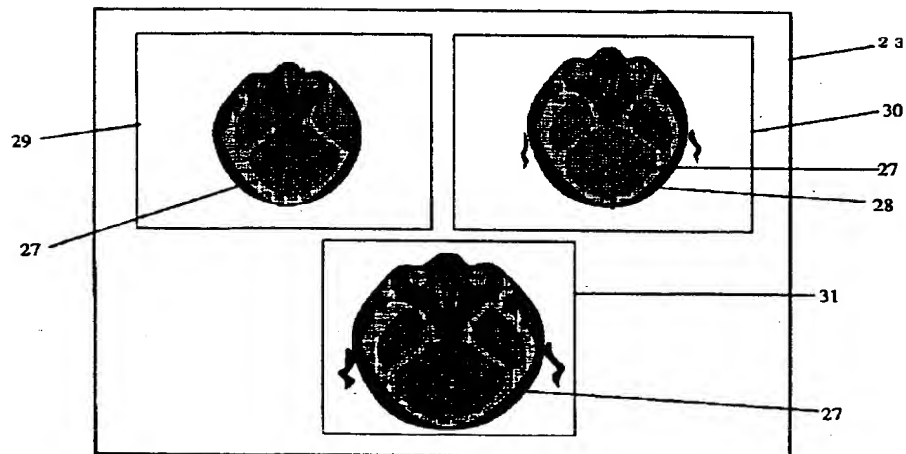
【図1】



【図8】

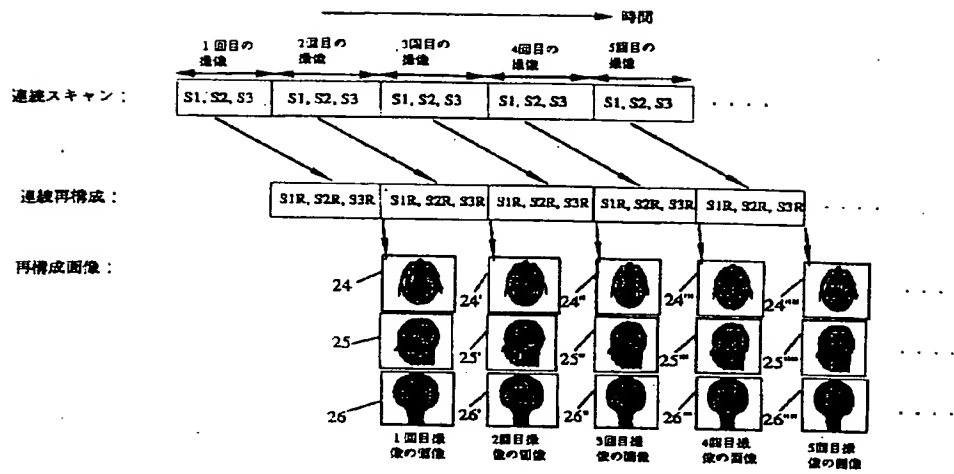


【図3】





【図5】



【図6】

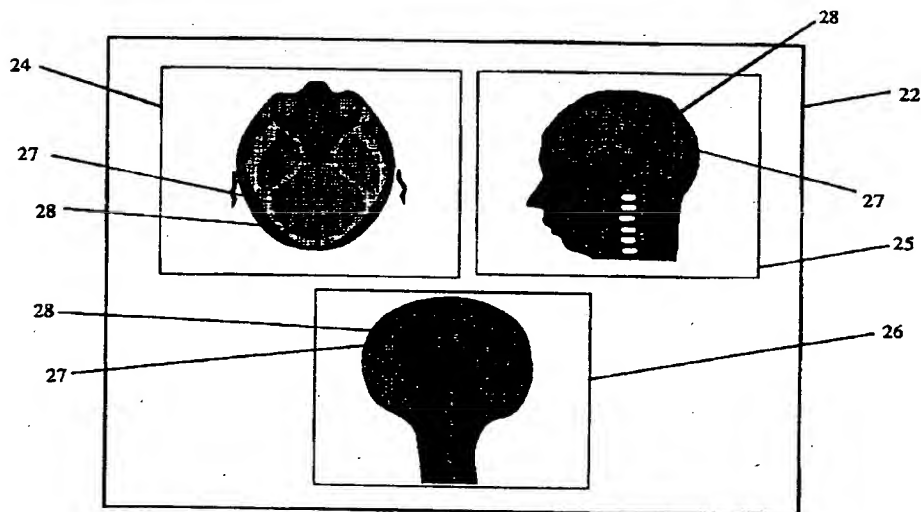


FIG. 1 is a block diagram of a magnetic resonance imaging apparatus. The apparatus includes a central processing unit (CPU) (7) which is connected to a keyboard (8), a magnetic disk (20), an optical disk (21), a monitor (22), and a display (23) via a system bus (6). The CPU (7) is also connected to a series of coils and processing units. A high-frequency transmitter (4) is connected to the CPU (7) and includes a high-frequency oscillator (12), a modulator (13), and an amplifier (14). The transmitter (4) is connected to a radio-frequency coil (15), a gradient magnetic field coil (10), and a reception coil (16). A patient (9) is positioned between the two gradient coils. The reception coil (16) is connected to an amplifier (17) and an A/D converter (18). The A/D converter (18) is connected to the CPU (7). The CPU (7) is also connected to a series of coils and processing units. A radio-frequency coil (15) is connected to the CPU (7) and the high-frequency transmitter (4). A gradient magnetic field coil (10) is connected to the CPU (7) and the high-frequency transmitter (4). A reception coil (16) is connected to the CPU (7) and the A/D converter (18). A patient (9) is positioned between the two gradient coils. The reception coil (16) is connected to an amplifier (17) and an A/D converter (18). The A/D converter (18) is connected to the CPU (7).